

Удельная активность радия-226 суглинков в поверхностном слое в два раза меньше, чем на глубинах от 0,5 метров до 2 метров. Поэтому удельная активность радия, измеренная в рыхлых поверхностных слоях, не может быть использована для оценки радоноопасности участков застройки, так как в основании фундаментов зданий располагаются плотные коренные породы.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Основные санитарные правила обеспечения радиационной безопасности (ОСПОРБ – 99), СП 2.6.1.799-99, Минздрав РФ, 2000.
- 2 M.A. Smethurst, The predictive power of airborne gamma ray survey data on the locations of domestic radon hazards in Norway: A strong case for utilizing airborne data in large-scale radon potential mapping, //Journal of Environmental Radioactivity, 2017, V.(166-2), P. 321-340.

### РАЗРАБОТКА МЕТОДИКИ ПРОВЕДЕНИЯ IN-VIVO ТЕРМОМЕТРИИ СЕАНСОВ ЛОКАЛЬНОЙ ГИПЕРТЕРМИИ В РАМКАХ КОМБИНИРОВАННОГО ЛЕЧЕНИЯ

Седельникова Т.А.<sup>1</sup>, Григорьева А.А.<sup>1</sup>, Милойчикова И.А.<sup>1,2</sup>

Научный руководитель: Милойчикова И.А.<sup>1,2</sup>, к.ф.-м.н., доцент

<sup>1</sup>Томский политехнический университет, 634050, г. Томск, пр. Ленина, 30

<sup>2</sup>Научно-исследовательский институт онкологии Томского НИМЦ РАН,  
634009, г. Томск, пер. Кооперативный, 5

E-mail: sedelnikova.tatyana99@mail.ru

В современной клинической онкологии утверждается тенденция использования комплексных методов борьбы с онкологическими заболеваниями с целью повышения эффективности лечения злокачественных новообразований. [1]. Широкое распространение нашли сочетания лучевой и химиотерапии с оперативным вмешательством. Распространенными источниками облучения являются гамма-терапевтические аппараты для дистанционной и контактной радиотерапии. Однако современная высокотехнологичная медицинская помощь в области лучевой терапии требует применения дополнительных радиомодификаторов.

В качестве модификатора, избирательно усиливающего чувствительность опухолевых клеток в лучевой и химиотерапии используется локальная гипертермия, т.е. нагрев опухоли в определенном температурно-экспозиционном режиме [2]. Во время сеанса гипертермии необходимо учитывать фактические температуры [3], достигаемые в тканях, как следствие необходимо проводить *in-vivo* термометрию. Для проведения корректной термометрии необходимо помещать датчик непосредственно в опухоль. Как следствие возникает необходимость его стерилизации, что может повлиять на работоспособность и срок службы датчика. Решением данной проблемы становится применение стерильных запаянных катетеров [4].

В данной работе была разработана методика проведения *in-vivo* термометрии сеансов локальной гипертермии с применением стерильных запаянных катетеров. Были получены экспериментальные результаты по измерению уровня нагрева новообразования при проведении сеансов локальной гипертермии в рамках комбинированного лечения.

Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда (проект № 19-79-10014).

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Чиссов В.И. и др. Руководство по онкологии. – ООО «Медицинское информационное агентство», 2008. – 840 с.
2. Чойнзонов Е.Л. и др. Измерение температурного поля в фантоме головного мозга с имитацией глиобластомы при транскраниальной высокочастотной гипертермии // Медицинская техника, 2017. – №. 5. – С. 34-37.
3. Sahinbas H., Rosch M., Demiray M. Temperature measurements in a capacitive system of deep loco-regional hyperthermia // Electromagnetic biology and medicine, 2017. – V. 36. – №. 3. – P. 248-258.
4. Григорьева А.А. и др. Исследование влияния материалов медицинских катетеров на эффективность *in-vivo* термометрии // Функциональные материалы: разработка, исследование, применение: сборник тезисов докладов V Всероссийского конкурса научных докладов студентов, г. Томск, г. Тамбов, 22-23 мая 2018 г. – Томск, 2018. – 2018. – С. 49.

### СОЗДАНИЕ ИНДИВИДУАЛЬНЫХ КОЛЛИМАТОРОВ ДЛЯ ФОРМИРОВАНИЯ МЕДИЦИНСКИХ ПУЧКОВ ГАММА-ИЗЛУЧЕНИЯ ИСТОЧНИКА <sup>60</sup>Co

Григорьева А.А.<sup>1</sup>, Булавская А.А.<sup>1</sup>, Милойчикова И.А.<sup>1,2</sup>

Научный руководитель: Стучебров С.Г.<sup>1</sup>, к.ф.-м.н., доцент

<sup>1</sup>Национальный исследовательский Томский политехнический университет,  
634050, г. Томск, пр. Ленина, 30

<sup>2</sup>Научно-исследовательский институт онкологии Томского НИМЦ РАН,  
634009, г. Томск, пер. Кооперативный, 5  
E-mail: agrigorieva@tpu.ru

Использование радиоактивных изотопов в медицине, в частности в онкологии, на сегодняшний день повсеместно распространено и применяется как для диагностики, так и для терапии злокачественных новообразований в виде радиофармпрепаратов и облучателей [1]. С особым успехом радиоактивные изотопы используются в терапевтических установках для дистанционной лучевой терапии (ЛТ). Наиболее распространенным радионуклидом в установках подобного типа является  $^{60}\text{Co}$ , имеющий продолжительный период полураспада (5,27 лет) и энергию излучения гамма-квантов 1,25 МэВ, достаточную, чтобы вызвать функциональные и анатомические изменения в тканях и органах тела человека [2]. Так, к настоящему моменту, в России используется 420 установок для дистанционной лучевой терапии, из них 270 являются гамма-терапевтическими установками на базе  $^{60}\text{Co}$  [3].

При проведении сеансов лучевой терапии на гамма-терапевтических установках, необходимо подводить максимально возможную дозу облучения на патологический очаг, учитывая индивидуальные анатомические особенности каждого пациента с целью защиты здоровых тканей и органов человека [1, 4]. Таким образом, форма поля облучения для дистанционной ЛТ должна быть максимально приближена к конфигурации патологического очага. Основным недостатком гамма-аппаратов для ЛТ является отсутствие многопесткового коллиматора в системе формирования поля. Для того чтобы обеспечить конформные условия облучения, необходимо применять дополнительные устройства коллимирования полей облучения при проведении сеансов ЛТ гамма-излучателями.

Решением данной проблемы может стать изготовление индивидуальных коллимирующих устройств методами трехмерной печати. Использование технологий трехмерной печати позволит изготовить модификационные устройства для медицинского назначения за короткий срок. Применение подобного рода технологий в онкологии очень важно, поскольку некоторые онкологические заболевания характеризуются очень высокой динамикой прогрессирования и высокой реакцией на терапию. В свою очередь, подобные модификационные устройства, изготовленные методами трехмерной печати, повысят точность доставки дозы при проведении сеансов на гамма-терапевтических установках, обеспечат защиту критических органов и увеличат эффективность лечения в целом.

В рамках данной работы предлагается изготовить индивидуальный коллиматор методами трехмерной печати для формирования пучков гамма-излучения  $^{60}\text{Co}$  медицинского назначения.

Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда (проект № 18-79-10052).

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Bernier J., Hall E.J., Giaccia A. Radiation oncology: a century of achievements // Nature Reviews Cancer, 2004. – V. 4. – №. 9. – P. 737.
2. Audi G., Wapstra A.H., Thibault C. The AME2003 atomic mass evaluation:(II). Tables, graphs and references // Nuclear physics A, 2003. – V. 729. – №. 1. – P. 337-676.
3. Рахманин Ю.А., Костылев В.А. Анализ технического и технологического оснащения лучевой терапии в России // Альманах клинической медицины, 2006. – №. 12.
- Gerber D.E., Chan T.A. Recent advances in radiation therapy // Am Fam Physician, 2008. – V. 78. – №. 11. – P. 1254-1262.

### ЧИСЛЕННАЯ МОДЕЛЬ СИСТЕМЫ ВЫВОДА ЭЛЕКТРОННОГО ПУЧКА МЕДИЦИНСКОГО УСКОРИТЕЛЯ

Милойчикова И.А.<sup>1,2</sup>, Булавская А.А.<sup>1</sup>, Черепенников Ю.М.<sup>1</sup>

Научный руководитель: Стучебров С.Г.<sup>1</sup>, к.ф.-м.н., доцент

<sup>1</sup>Национальный исследовательский Томский политехнический университет,  
634050, г. Томск, пр. Ленина, 30

<sup>2</sup>Научно-исследовательский институт онкологии Томского НИМЦ РАН,  
634009, г. Томск, пер. Кооперативный, 5  
E-mail: miloichikova@tpu.ru

Для проведения лучевой терапии используются разные виды установок, например, такие как гамма-терапевтические аппараты с радионуклидным источником  $^{60}\text{Co}$  для дистанционной и брахитерапии, рентгеновские аппараты для близкофокусной терапии, и медицинские ускорители для высокоточного конформного облучения [1]. Для проведения лучевой терапии поверхностных и неглубоко залегающих новообразований широко используются электронные пучки медицинских ускорителей [1, 2]. С повышением требований к точности доставки дозы необходимо применять дополнительные модификаторы поля облучения. Для формирования границ фигурных полей облучения, медицинские аппараты дополнительно комплектуются набором металлических блоков. Однако, ограниченный состав таких наборов не позволяет формировать пучки произвольной сложной формы. Данные блоки устанавливаются оператором вручную для каждого сеанса облучения, что ведет к увеличению времени